

## فصل سوم

# جریان های پرفرکانس و کاربرد

## آنها در پزشکی

تقسیم بندی جریانهای الکتریسیته از نظر بسامد

۱- **جریانهای فرکانس پائین (Low Frequency):** جریانهایی با فرکانس کمتر از  $10^4 \text{ Hz}$  مانند برق شهر که بسامد آن  $50 \text{ Hz}$  و اختلاف پتانسیل آن  $220 \text{ V}$  است یعنی  $0.2\%$  ثانیه طول می کشد که یک سیکل کامل شود.

۲- **جریانهای فرکانس میانه (Intermediate Frequency):** امواجی با فرکانس  $10^4 \text{ Hz}$  تا  $10^5 \text{ Hz}$ .

۳- **جریانهای فرکانس بالا (High Frequency):** امواجی با فرکانس با بیش از  $10^5 \text{ Hz}$ . امروزه از این امواج در Alternative Therapy یا مکمل درمانی استفاده می شود. مثلاً داروهای خاصی که از نظر الکتریکی دو قطبی اند با امواج و میدانهای الکتریکی به نقاط خاص هدایت می کنند. (Drug Delivery). از این امواج در تشخیص و درمان بیماریها به عنوان مکمل استفاده می شود.

وقتی دچار شوک الکتریکی می شویم، تتانی عضلات رخ می دهد. چراکه بیشتر سیستمهای حسی و حرکتی بدن تحریک می شوند و این شوک باعث تحریک این سیستمها می شود. در اثر برقراری جریان در بدن بیشتر دو قطبی های بدن (همانند مولکولهای آب) تحت تأثیر قرار می گیرد. جریان مستقیم می تواند الکترولیز بدن را باعث شده، مایعات بدن الکترولیز شوند. در جریان مستقیم، جریان از منفی به مثبت همواره ادامه دارد و در قطب مثبت دو قطبی آب همواره به سمت قطب منفی الکترودهاست و قطب منفی به سمت مثبت الکترودماست.

این فرایند اثر شوک الکتریکی زیادی در بدن بوجود نمی آورد یعنی حداکثر کاری که انجام می دهد اینست که مایعات را الکترولیز می کند. اما وقتی مولکولها تحت جریان AC یا متناوب (که یک آلترنانس منفی و یک آلترنانس مثبت دارد) قرار می گیرند با همان بسامد جریانها به تناوب یا بسامد رزونانس در می آیند و در نهایت این رزونانس از نظر مولکولی و فرکانس آشفتگی مولکول هاست که باعث شوک الکتریکی و برق گرفتگی می شود. پس اثر شوکی جریانهای متناوب از جریانهای مستقیم خیلی بیشتر است، چون جریان متناوب با تناوب خود می تواند این مولکولها را به ارتعاش درآورد.

هر تحریکی آستانه ای برای انجام دارد و تا به آن آستانه نرسیم، تحریک صورت نمی گیرد. برای تحریک سیستم حسی و حرکتی حداقل آستانه اینست که تحریک باید  $0.1\%$  میلی ثانیه ادامه پیدا کند. از آنجایی که دوره برق

شهری (AC)  $0.2/$  میلی ثانیه است پس این جریان متناوب باعث تحریک سیستم عصبی حرکتی می شود و شوک ایجاد می شود. ولی در جریانهای پرفرکانس چون دوره کمتر از  $0.1/$  میلی ثانیه است، پس این امواج باعث تحریک سیستم عصبی نمی شود در نتیجه شوک ایجاد نمی شود. به همین دلیل می توان از آن در پزشکی و مخصوصاً در مان استفاده کرد.

### موارد استفاده امواج پرفرکانس

۱- در درمان فیزیوتراپی بخصوص در دیاترمی (گرمای عمقی درون بافت) از امواج پرفرکانس استفاده می شود. برای ترمیم یک بافت و بالابردن متابولیسم بافت درون بدن به دلیل وجود یک لایه چربی که عایق گرماست مجبوریم از یک سری امواج نفوذ پذیر استفاده کنیم که بتواند آب عمقی بدن را به ارتعاش درآورد در این صورت از امواج پرفرکانس استفاده می کنیم که حاصل این ارتعاش مولکولهای دو قطبی آب بدن، ایجاد گرما، افزایش متابولیسم، دفع مواد زائد و نهایتاً ترمیم بافت است.

۲- در جراحی های الکتریکی. امروزه برشهای جراحی در حد میکرومتر است برای این نوع برشهای دقیق می توان از وسائل برنده ای که از امواج پرفرکانس استفاده می کنند بهره برد. در ناحیه اطراف الکتروود این وسایل خطوط میدان الکتریکی تجمع پیدا کرده و دما را به  $800$  درجه سانتیگراد می رساند. وقتی به این دما رسیدیم می توانیم براحتی بافتی را انجام داد. در این روش از فرکانسهای  $10^6 \text{ Hz}$  جریانهای الکتریکی استفاده می شود در حالیکه امکان انجام این جراحیها با تیغ معمولی غیر ممکن است.

### تولید امواج پرفرکانس

مهمترین مشخصه امواج پرفرکانس اینست که نوسانی هستند.

نوسانها ماهیتاً دو نوع اند:

(الف) با ماهیت مکانیکی (آونگ)

(ب) با ماهیت الکترومغناطیسی (امواج پرفرکانس/ شارژ و دشارژ شدن خازن)

وقتی آونگ به عنوان یک نوسانگر مکانیکی ساده از حالت تعادل خارج می شود و بر می گردد و این رفت و برگشت ادامه می یابد این حالتی از یک نوسان مکانیکی ساده است. این آونگ وقتی در آستانه هاست دارای بیشترین انرژی پتانسیل و در مبدأ دارای بیشترین انرژی جنبشی خواهد بود. حال اگر بخواهیم نوسانهای الکترومغناطیسی را بررسی کنیم، می توانیم از یک مدار ساده استفاده کنیم. این مدار شامل خازن و پیچه (سلف) است. در این مدار کوچک وقتی یک جرقه زن قرار می دهیم این خازن در مدار خالی و کاملاً دشارژ می شود. خالی شدن خازن کاملاً رفت و برگشتی و متناوب است. خالی شدن خازن باعث ذخیره انرژی در سلف می شود. حال سلف این انرژی را دوباره در جهت عکس اولیه در مدار خالی می کند. خازن در یک مرحله قطبش مثبت و منفی است و در مرحله بعد قطبش آن عوض می شوند و سپس دوباره در جهت عکس خالی می شود و سلف پر می شود و این فرآیند ادامه دارد. این حرکات مثل حرکت نوسانی آونگ است. در آونگ مشخصه مهم طول آن و جرم آونگ بود ولی در اینجا نوسان یا فرکانس پر و خالی شدن بستگی به ظرفیت خازن و ضریب خودالقایی سلف (ضریب هنری) دارد. چه عاملی باعث می شود که خازن در جهت عکس پر شود و جریان معکوس شود؟ جواب اینست که با خالی شدن خازن، جریان الکترون در پیچه بوجود می آید و در آن پیچه نیروی محرکه ای به نام نیروی محرکه خود القا، ایجاد می شود. این نیروی محرکه برعکس عامل بوجود آورنده خود یعنی جریان اولیه مقاومت می کند یعنی جریانی در جهت عکس جریان اولیه بوجود می آورد. این جریان خازن را در جهت معکوس شارژ می کند. ایجاد این خاصیت در پیچه القای الکترومغناطیس نام دارد. به طور کای به دو صورت می توان القای الکترومغناطیس را انجام داد:

**۱- القای خود به خودی<sup>۱</sup>:** در این نوع، القا خود به خودی است یعنی مطابق قانون لنز با عبور جریان از سیم پیچ یک نیروی محرکه در سیم پیچ ایجاد می شود که تمایل دارد جریان را به حالت اول برگرداند. این نیروی محرکه که باعث بازگشت جریان می شود، همان نیروی محرکه خود القا می باشد که باعث ایجاد جریان برعکس در مدار و پر شدن خازن به صورت عکس حالت اول و خالی شدن مجدد آن و ایجاد جریان در عکس حالت اول و تکرار این روند و در نهایت ایجاد یک حالت نوسانی در خازن و مدار می کند که این رفت و برگشت نوسانی ادامه می یابد و در



مدار یک جریان نوسانی به وجود می آورد.

این توضیح یک مدار ساده بود که بعداً از آن در طراحی مدارهایی که امواج پرفرکانس تولید می کند استفاده می کنیم برای تولید این امواج از خاصیت القایی استفاده می کنیم که مهمترین خاصیت این امواج است. شاخصه القای خود به خودی آن است که جریان با روشن کردن جرقه زن یکباره به اوج نمی رسد و افزایش جریان به هنگام وصل مدار و کاهش آن به هنگام قطع مدار به صورت نمایی است یعنی به هنگام قطع مدار جریان بلافاصله صفر نمی شود بلکه بصورت نمایی تقلیل می یابد که علت این امر هم وجود نیروی فارادی و جریان لنز در جهت عکس جریان اولیه است. بنابراین افزایش و کاهش نمایی در نهایت یک نیروی الکتروموتوری را می تواند توجیه کند .

**۲- القای متقابل<sup>۱</sup>:** وقتی یک جریان پر فرکانس در یک پیچه در مدار بوجود می آوریم این جریان می تواند مدارهای دیگر را متأثر کند. جریانهای پرفرکانس علاوه بر خاصیت القایی دارای خاصیت تشدید (رزونانس) هستند که مهمترین خاصیت این جریانهاست یعنی می توانند در رزونانس با مدارهای دیگر قرار بگیرند. در این روش مداری روی مدارهای دیگر تأثیر می گذارد و باعث القای جریان در آنها می شود. این مدارها باید طوری طراحی شوند که با هم یک مدار مصرف کننده (گیرنده) و یک مدار تولیدکننده (مولد یا فرستنده) تشکیل دهند. مدار مولد مداری است که جریان پرفرکانس را تولید می کند و مدار مصرف کننده در جریانهای پرفرکانس، مدار استفاده کننده است که خاصیت القایی را دریافت می کند. در استفاده بالینی جایی است که بیمار قرار می گیرد و ما می خواهیم این جریانها را به بیمار القا کنیم تا اثر بهبودی در بیمار صورت گیرد. باید به این نکته توجه داشت که مدار مولد زمانی بیشترین تأثیر را در مدار مصرف دارد که در رزونانس با آن باشد . شرط رزونانس دو مدار که با خاصیت القای متقابل در هم جریان ایجاد می کنند اینست که مشخصات فیزیکی یکسان داشته باشند. این مشخصات فیزیکی همان ظرفیت خازنها ( $C$ ) و ضریب خودالقایی سلف ( $L$ ) می باشد. حال ارتباط این دو عامل و همسان بودن دو مدار در رزونانس با هم اینست که باید  $L_1 C_1 = L_2 C_2$  باشد و این شرط رزونانس است یعنی همان شرطی که ما بیشترین بسامد را در مدار مصرف داشته باشیم و بتوانیم بیشترین تأثیر القایی را روی بیمار بگذاریم.

برای اینکه تأثیر القایی ما بر روی مدار مصرف (بیمار) بیشتر شود وجود این شرط نیز الزامی است که مقاومت ظاهری مدار کم شود و حتی المقدور به صفر برسد. مقاومت مدار ناشی از مقاومت خازن و مقاومت سلف است.

مقاومت یک خازن را با  $Z_C$  نشان می دهیم و آن را رئاکتانس خازنی می گوئیم.  $Z_C$  از رابطه زیر بدست می آید که

$$Z_C = \frac{1}{C\omega} \quad \text{در آن } C \text{ ظرفیت خازن و } \omega \text{ بسامد زاویه ای (} 2\pi f \text{) می باشد.}$$

مقاومت سلف را نیز با  $Z_L$  نشان می دهیم و آن را رئاکتانس سلف گوئیم.  $Z_L$  از رابطه زیر بدست می آید که در آن

$$Z_L = L\omega \quad L \text{ ضریب هانری یا ضریب خودالقایی سلف می باشد.}$$

حال امپدانس یا مقاومت ظاهری کل مدار برابر است با:

$$Z^2 = R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{C\omega}\right)^2 \Rightarrow Z = \sqrt{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{C\omega}\right)^2}$$

در این رابطه  $R$  مقاومت خود مدار است.

از آنجایی که  $V = IZ$  است برای اینکه کمترین مقاومت ظاهری یا بیشترین شدت جریان را داشته باشیم (حالت

رزونانس) باید  $\left(L\omega - \frac{1}{C\omega}\right)^2 = 0$  باشد در این صورت  $Z_{min} = R$  در این حالت داریم:

$$L\omega = \frac{1}{C\omega} \Rightarrow L\omega^2 = \frac{1}{C} \Rightarrow \omega^2 = \frac{1}{LC} \Rightarrow (2\pi f)^2 = \frac{1}{LC} \Rightarrow f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

$$T = 2\pi\sqrt{LC}$$

$f$  فرکانس امواج یا جریانهای پر فرکانس یا جریانهای کاربردی می باشد. به این فرکانس، فرکانس تامسون نیز می گویند که در حالت رزونانس دو مدار با هم از رابطه ی بالا بدست می آید.

### انواع مختلف مدارهای القایی جریانهای پرفرکانس

اولین مداری که براساس خاصیت رزونانس به صورت نوسانی عمل می کرد یک مدار ساده تسلا بود. هدف از طراحی این مدار استفاده الکتریکی از آن بود نه پزشکی. این مدار شامل یک ترانسفورماتور، یک خازن، یک پیچه و یک

منبع ولتاژ بالا بود. این ترانسفورماتور افزایشده خازن را همواره پر نگه می داشت. خازن هم با یک جرقه زدن در پیچه خالی می شد. پس از دشارژ شدن، خازن دوباره توسط ترانسفورماتور پر می شد. در نتیجه امواج نوسانی و همان رفت و برگشت ها دوباره صورت می گیرند.

مدتی بعد طراحی بهتری از مدار مولد توسط یک پزشک فرانسوی به نام دارسنوال ارائه شد. در این مدار از دو خازن و یک جرقه زن استفاده می شد. دارسنوال این مدار را برای القای جریانهای پرفرکانس که در اینجا نیز بر اثر پر و خالی شدن خازنها تولید می شوند، طراحی کرد. این جریانهای پرفرکانس در بیمار نیز القا می شد. در مدار طراحی شده توسط وی، بیمار در ترکیب سخت با مدار یا در انشعاب مدار قرار می گرفت. در واقع در این حالت الکترودها مستقیماً به بیمار وصل می شد که البته این حالت از نظر بیولوژیک برای بیمار خیلی خطرناک بود چون باعث الکترولیز مایعات بدن فرد می شد. امروزه مدارهای مصرف و مولد را برای جلوگیری از این خطرات از یکدیگر تفکیک می کنند. (ایجاد ترکیب سست)

مهمترین شاخصه تولید جریانهای پرفرکانس در این دستگاهها این است که در تولید آنها از دو آلترنانس استفاده می کنند. یک آلترنانس (نیم پرپود) در فاز مثبت و یک آلترنانس در فاز منفی قرار دارد.

یک نقیصه این مدارها این بود که وقتی خازن به تناوب در مدار پر و خالی می شد، از انرژی خازن کاسته می شد در نتیجه دامنه امواج پرفرکانس به علت کم شدن انرژی آن به مرور زمان تقلیل پیدا می کرد بدین ترتیب اثر جریانهای پرفرکانس کاهش می یافت و این جریانهها میرا می شدند. برای جبران این نقیصه امروزه هم ترکیب مدار را سست اختیار می کنند و هم اینکه در طراحی مدارهای جدید از یک سری لامپ های سه قطبی استفاده می کنند که از استهلاک جریان و میرا شدن آن جلوگیری می کند و این از مشخصه های مهم این نوع دستگاههاست.

**لامپ سه قطبی:** لامپی است که در وسط آن یک شبکه وجود دارد که می تواند برای آمپلی فای کردن (تقویت) جریان الکترونی کاتد استفاده شود. این شبکه حرکت یا مقدار الکترونها را که از کاتد به سمت آنند می آیند را تقویت می کند و قدرت سیگنال را افزایش می دهد. در حقیقت این شبکه باردار است. بدین ترتیب می تواند اشعه کاتدی را تقویت کرده و سیگنال را قوی تر کند. تقویت در واقع به مفهوم افزایش قدرت سیگنال است و در آمپلی

فایر ها می توانند از این ساختار استفاده کنند. بدیهی است هر چه تعداد شبکه ها بیشتر باشد، میزان تقویت سیگنال نیز بیشتر می شود.

### القای جریان پرفرکانس به بیمار

بدن انسان همانند مدارهای الکتریکی است و شامل مقاومتها و خازنهای متعددی می باشد. این خاصیت باعث می شود که بتوان خاصیت جریانهای پرفرکانس را نیز در بدن القا کرد. در این صورت بدن انسان به عنوان مدار مصرف تلقی می شود که جریانهای پرفرکانس در آن القا می شود.

به طور کلی جریانهای پرفرکانس به دو روش به بیمار القا می شود. در این روش مدار تولید و مصرف کاملاً از هم جدا هستند و بیمار در مدار مصرف قرار می گیرد. این روش ها عبارتند از:

۱- روش خازنی: توسط الکترودهای صفحه ای

۲- روش کابلی: توسط الکترودهای کابلی

در روش خازنی، بیمار بین الکترودها قرار می گیرد و جریان طوری طراحی می شود که بین الکترودها دو شکم داریم. در این روش طرز قرار گیری صفحات در مقابل بدن بسته به محل و نوع درمان متفاوت است. بین دو الکترودها میدانهای الکترونی ایجاد می شود و این میدانها از بدن بیمار که بین دو صفحه الکترودها قرار دارد عبور می کند. در روش کابلی، القای میدان به کمک کابلهایی صورت می گیرد که حول بافت پیچیده می شوند در این روش توسط میدانهای الکترومغناطیسی جریان القا می شود در حالی که در روش خازنی میدانها الکترواستاتیک بودند.

### روش های قرار گیری الکترودها

الکترودهای خازنی را می توان به سه صورت قرار داد: ۱- رودررو (متقابل) یا Contra planar که خطوط میدان با چگالی خاصی پراکنده می شوند.

۲- هم سطح یا Coplanar که الکترودها در یک سطح قرار می گیرند و میدانهای الکترواستاتیکی، لابه لای آنها ایجاد می شود. این روش موقعی کاربرد دارد که بافت وسیع را دیاترمی می کنیم مثل ستون فقرات؛ در این روش

باید فاصله مناسب رعایت شود چون اگر فاصله دو صفحه کم باشد میدانهای الکتریکی در بین آنها بوجود نمی آید.

۳- گاهی دو جفت الکتروود بصورت متقاطع (دو به دو رو به روی هم) قرار می گیرند که بیشترین تأثیر را دارد که در سینوسها از آنها استفاده می شود .

جریانهای پرفرکانس در غالب قسمت های بدن می توانند ایجاد گرمای عمقی کنند.

**روش کابلی:** طبق قانون فارادی میدانهای مغناطیسی با همان فرکانسی که الکترون در کابل جریان دارد در اطراف آن بوجود می آیند. در روش مذکور کابل را به دو صورت تک قطبی و به صورت دو قطبی انتخاب می کنیم.

در نوع یک قطبی، کابل در یک سطح پیچیده می شود و القای جریان باعث جریان عمقی می شود. مثلاً اگر بخواهند تتانی عضلات یک سمت صورت یا عصب فاشیال را تحت تأثیر قرار دهند، از این روش استفاده می کنند.

اگر کابل به صورت دو قطبی القا شود جریانهای گردابی را بین دو صفحه داریم که در بافت ایجاد گرما می کند.

#### نکاتی در مورد نحوه قرارگیری الکتروودهای صفحه ای

☑ بسته به نوع روشی که می خواهیم انجام دهیم با ورود بار الکتریکی به خازن بوجود آمده بین دو الکتروود، در آن میدان الکتریکی بوجود می آید. از آنجایی که ظرفیت خازن با سطح خازن و ضریب دی الکتریک رابط مستقیم و با فاصله صفحات رابطه عکس دارد، در القای میدانهای الکتریکی، هر چه ضریب دی الکتریکی ماده بین دو الکتروود که بخشی از آن بدن بیمار است، بیشتر باشد اثر فلوی (شار) خطوط و در نتیجه تجمع خطوط بیشتر می شود. بطور مثال ضریب دی الکتریک آب ۸۰ است، پس اگر سطح بافت را مرطوب کنیم تجمع خطوط در آنها بیشتر می شود.

بافتهایی مثل خون و سایر سیالات به دلیل داشتن ضریب دی الکتریک بالا، تجمع خطوط در آنها بیشتر و امپدانس الکتریکی (مقاومت ظاهری) کم است. به همین دلیل تأثیر میدان الکتریکی در آنها بالا می رود مثلاً اگر یک رگ خونی بصورت طولی قرار گیرد، القای گرما در خون به سرعت انجام می شود و این گرما می تواند به کمک جریان خون منتقل شود. از این مشخصه خون درانتقال جریانهای دیاترمی (گرمای عمقی) استفاده می کنند. اما در نقطه مقابل بافت چربی ضریب دی الکتریکی کم و مقاومت ظاهری بالا دارد.

☑ اگر الکتروود خازنی از بافت مورد نظر کوچکتر باشد، شارژ برواحد سطح کاسته شده، خطوط میدان در عمق بافت

از هم فاصله می گیرند و القای جریان در بافت عمقی، کمتر و تأثیر آن کمتر شده و اثر گرمایی تقلیل می یابد. پس الکترودها باید از بافت بزرگتر باشند.

☑ وقتی الکترودها در فاصله بهینه نسبت به بافت قرار می گیرند، خطوط در عمق به هم نزدیک می شوند. الکترود نباید مستقیماً روی بافت قرار بگیرد و نیز نباید آنقدر از بافت فاصله بگیرد که شار کاهش یابد. پس بین دو الکترود باید فاصله کمی باشد تا تجمع خطوط بهتر باشد.

☑ نحوه قرار گرفتن الکترودها با توجه به نوع بافت متفاوت است. مثلاً در ناحیه شانه الکترودها بصورت موازی قرار نمی گیرند بلکه بصورت متمرکز شونده قرار می گیرند.

☑ در سطوح بافت عمده خطوط میدان الکتریکی به هم نزدیک می شوند در نتیجه اگر بافت مرطوب باشد به دلیل کم شدن فاصله خطوط در سطح بافت جرقه ایجاد می شود و باعث سوختگی بافت می شود پس بافت باید حتماً خشک باشد.

### کاربردهای عمده جریانهای پرفرکانس

#### ۱- دیاترمی ۲- جراحی های الکتریکی

**دیاترمی:** دیاترمی به معنای ایجاد گرمای عمقی است. در این مبحث توسط القای جریانهای پرفرکانس در بدن، در عمق آن گرما ایجاد می کنیم. این گرمای ایجاد شده می تواند موارد استفاده ی درمانی داشته باشد.

همانطور که گفته شد بدن انسان همانند مدارهای الکتریکی است. اگر مدارهای بدن را ترسیم کنیم، این مدارها یک سری مقاومت و یک خازن دارد. وقتی امواج پرفرکانس وارد بدن می شود، از هر دو قسمت مقاومتها و خازنهای بدن عبور می کند. قسمتی از شدت جریان پرفرکانس که از مقاومت بدن می گذرد ایجاد جریانهای واتنه (Watte) می کند. همانطور که می دانیم توان را از رابطه  $P = VI \cos \theta$  محاسبه می کنیم. اگر هنگام عبور جریان از مقاومت های بدن توان مصرفی را محاسبه کنیم می بینیم که توان، مقدار بیشینه ی خود را خواهد داشت. مطابق قانون ژول  $Q = kRI^2t$  که در آن،  $k$  ثابت ژول،  $R$  مقاومت،  $I$  شدت جریان و  $t$  زمان گذشت جریان می باشد. در مقاومت های بدن جریان واتنه گرما تولید می کند که این قضیه اساس دیاترمی است. اما قسمتی دیگر از جریانها که از خازن

های بدن عبور می کنند، گرما تولید نمی کنند. به این جریانه‌ها Dewatte می گویند. در این مورد به علت اینکه تفاوت فاز  $I$  و  $V$  هنگام عبور جریان از آن،  $\frac{\pi}{2}$  است، توان خازن برابر با صفر است. به این دلیل گرما تولید نمی کنند. پس می توان گفت: دیاترمی در خازن های بدن بوجود نمی آید بلکه در مقاومت ها بوجود می آید.

جریانهای پر فرکانس را در دیاترمی به سه دسته تقسیم بندی می کنند:

- ۱- دیاترمی با امواج کوتاه (SWD) در محدوده فرکانس  $10^7 - 10^8$  هرتز (طول موج ۳ تا ۳۰ متر)
- ۲- دیاترمی میکروویو (MWD) در محدوده فرکانس ۲۴۵۰ مگاهرتز (طول موج ۱۲,۵ سانتیمتر)
- ۳- دیاترمی با امواج بلند (MWD) این امواج در پزشکی کاربرد ندارند چون عمده‌تاً داریویی اند و دارای فرکانس کمتر از ۱MHz می باشد (طول موج ۳۰ تا ۳۰۰ متر)

☑ استاندارد دیاترمی در پزشکی، در فرکانس ۲۷ مگاهرتز و طول موج ۱۱ متر می باشد.

حال سوال اساسی اینجاست که دیاترمی چه کاربردی در پزشکی دارد؟

دیاترمی اساساً باعث ایجاد گرما درون بافتهای بدن می شود. بدین ترتیب می تواند در درمانهای پزشکی مورد استفاده قرار گیرد. برای تفهیم این موضوع بهتر است ابتدا با اثرات فیزیولوژیک جریانههای پرفرکانس آشنا شویم.

### اثرات فیزیولوژیک جریانههای پرفرکانس

۱- افزایش جریان خون: بر اثر اتساع عروق (وازدیلاسیون) توسط دیاترمی، خورسانی به بافت را تسریع می شود و دفع مواد زائد سریعتر رخ داده و بافت میکروبی سریعتر بهبود می یابد.

۲- افت فشار خون: این اثر به دلیل اتساع عروق، رخ می دهد.

۳- تاثیر بر اعصاب و تسکین درد: گرما باعث بالابردن آستانه تحریک نورونها می شود و باعث کاهش و تسکین درد می شود.

۴- افزایش کارایی عضلات: گرما باعث بالا بردن خاصیت انعطاف پذیری فیبرها و در نتیجه عضله شده و باعث رفع اسپاسمهای عضلانی می گردد.

۵- افزایش دمای بدن: خون مهمترین سیال بدن و دارای ظرفیت گرمایی بالایی است که دیاترمی می تواند دمای

آن را بالا ببرد و گرما از این طریق به کل بدن منتقل می شود.

۶- افزایش متابولیسم : مهمترین اثر فیزیولوژیک، امواج پرفرکانس افزایش دما و در نتیجه افزایش میزان متابولیسم است. این پدیده تسهیل بهبودی را بدنبال دارد اما در بافت مغز رخدادی مضر محسوب می شود چون با افزایش متابولیسم ممکن است اکسیژن رسانی ناکافی باشد که در این صورت خطر بروز گانگاریا وجود دارد.

**جراحی های الکتریکی:** در جراحی معمولی از تیغ های معمولی استفاده می شود که این روش خونریزی بسیار و عفونت ها را به دنبال دارد. به جای این روش می توانیم از روشهای جراحی الکتریکی استفاده کنیم. ترموکوترها چاقوی جراحی مخصوصی هستند که به سیم پیچی منتهی می شوند. چاقو میله ای از جنس یک آلیاژ آهن و نیکل است که مقاومت الکتریکی زیادی دارد. با ایجاد جریان در مرکز سیم پیچ، جربان بالایی در آن برقرار می شود که دما را تا حد بسیاری افزایش می دهد. به دلیل گرمای زیاد در این روش جراحی، خونریزی و عفونت نداریم چرا که علاوه بر برش، توسط انعقاد خون از انتقال عفونت به نقاط زخم شده نیز جلوگیری می شود و فرایند ضدعفونی کردن هم همزمان صورت می گیرد. در واقع آلبومین (بیشترین پروتئین خون) در این ناحیه دناتوره شده و با ایجاد لخته از انتقال عفونت به سایر نواحی جلوگیری می کند. در برداشتن سلولهای سرطانی هم از این روش استفاده می شود. در این روش از فرکانس ۲ مگاهرتز استفاده می شود و توان دستگاه می تواند بین ۳۰۰ تا ۴۰۰ وات باشد اما عموماً از ۱۷۰ وات استفاده می شود. در روشی بهتر، یک الکتروود خنثی و یک الکتروود فعال داریم. الکتروود خنثی در تخت بیمار قرار می گیرد و می تواند میدان را در اطراف پراکنده و آن را در تمام بدن منتقل کند. الکتروود اکتیو، الکتروودی است که در دست جراح قرار می گیرد و برش را انجام می دهد. این الکتروود شکلهای متفاوتی دارد. اگر الکتروود از نوع گلوله ای باشد، در اثر نزدیکی به بدن، تجمع خطوط میدان در اطراف آن نقطه از بدن بیشتر شده و دمای آن نقطه تا حدود  $80^{\circ}\text{C}$  بالا می رود. در این صورت می تواند به صورت یک برنده عمل کند.

### روش های جراحی الکتریکی

جراحی الکتریکی بوسیله امواج پرفرکانس به دو صورت انجام می گیرد :

۱- Electro Coagulation (انعقاد الکتریکی): براساس فرآیند آب زدایی (دهیدراتاسیون) انجام می گیرد و



اساس آن انعقاد است. این روش خود به دو شیوه انجام می شود:

الف) Electro Fulguration (جرقه الکتریکی): در این روش الکترود اکتیو بصورت یک گوی ساخته می شود. از این روش در انجام اعمال پوستی مثل برداشتن دمل، زگیل یا باقیمانده بافت برداشته شده مثل تومور که می تواند باعث عودت بیماری گردد، استفاده می شود. در این روش با الکترولیز بافت، قسمت اضافی را برمی دارند. بدین ترتیب وقتی خطوط جریان تجمع می یابد، در سطح بافت مولکول های هوا دچار تخلیه شده و سطح بافت دچار سوختگی (کربونیزاسیون) می گردد و بقایای آن را نیز می توان به راحتی برداشت.

ب) Electro Desiccation (خشک سازی الکتریکی): در این روش الکترود فعال سوزنی شکل ساخته می شود و سوزن وارد بافت موردنظر شده باعث دهیدراتاسیون سلولهای ناحیه ورودی می شود و بافت را خشک می کند. حال ناحیه خشک شده را می توان براحتی با ترموکوتر برداشت. از این روش برای برداشتن بافتهای عفونی که ترشحات دارند و به آنتی بیوتیک ها پاسخ نمی دهند استفاده کرد.

۲- Electrotomy (برش نسوج): در این روش الکترود اکتیو بصورت چاقو مانند و بسیار ظریف طراحی می شود و الکترود خنثی در زیر بیمار قرار دارد. تجمع خطوط میدان بین دو الکترود و حرارت ناشی از آن باعث برش بافت می شود. این دو عامل از خونریزی جلوگیری می کند مثلاً در برش شبکه که باید دقیق و بدون خونریزی باشد این روش کاربرد دارد.

### الکتروپاتولوژی

پاسخ بدن به فرکانس های پائین را شوک الکتریکی گویند. بیشترین تأثیر بدن، در فرکانس های ۵۰ تا ۷۵ هرتز است که در حدود برق شهر می باشد. هر چند اختلاف پتانسیل جریان ما بیشتر شود، میزان شوک الکتریکی افزایش می یابد. در برق گرفتگی شدت جریان ایجاد شده در بدن و همچنین نحوه قرارگیری بدن در برابر جریان قوی برق مهم است. همانطور که قبلاً هم اشاره شد، جریان برق شهری به علت دوره ی کوتاه خود، موجب تحریک اعصاب و عضلات می شود و تتانی عضلات و شوک را باعث می شوند.

وقتی جریان در جهت بار الکتریکی قلب (بدن) منتقل شود (از شانه راست به پای چپ) بیشترین تأثیر برق گرفتگی

رأداریم. قلب نسبت به این فرکانس ها بسیار حساس است. وقتی جریان در جهت بار الکتریکی قلب منتقل شود (از شانه راست به پای چپ) بیشترین تأثیر برق گرفتگی را خواهیم داشت.

جریانهای AC عمدتاً باعث انقباض و انبساط اعصاب آگونسیت و آنتاگونسیت می شوند. در اثر شوک الکتریکی گره های قلبی بدرستی تحریک نمی شوند و زنبش های غیرطبیعی در قلب انجام می شود، خونرسانی مختل می شود و مرگ عضلانی رخ می دهد. مهمترین اثر فیزیولوژیک شوک الکتریکی یا برق گرفتگی، فیبریلاسیون بطنهاست. که دراین میان اثر گذاری جریانهای AC بیشتر است زیرا در هر نیم پریرود بدن را تحت تأثیر قرار می دهند.

اگر محیط، ارتباط زمین با بدن را فراهم کند اثر شوکی بالا می رود. پس شدت اثر بستگی به ۳ عامل دارد :

- ۱- اختلاف پتانسیل ۲- نحوه القای جریان ۳- شدت جریان زیاد ۴- AC یا DC بودن جریان
- ۵- محیطی که در آن قرار داریم مثلاً خیس بودن بدن یا محیط باعث افزایش ضریب دی الکتریک شده، مقاومت را کاهش می دهد و اثر برق گرفتگی را تشدید می کند.

### موارد ممنوعه استفاده از امواج پرفرکانس

- ۱- افرادی که یک قطعه فلز در بدن دارند. چرا که ممکن است با تجمع خطوط میدان الکتریکی اطراف فلز با سوختگی ناحیه مورد نظر رو برو گردند.
- ۲- در بانوان باردار که نباید در معرض امواج پرفرکانس قرار گیرند.
- ۳- افرادی که تومور سرطانی دارند ، چون دیاترمی باعث افزایش متابولیسم و تسهیل پخش سلولهای سرطانی شده و باعث متاستازی شود.
- ۴- در کودکانی که توان درک درد ویا بیان حالات خود را ندارند .
- ۵- افرادی که همورژی دارند. در این افراد استفاده از امواج پرفرکانس خونروش را تشدید می کند.